

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



**AMBIENTE VIRTUAL PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES
COM DEFICIÊNCIAS VISUAIS COM SUPORTE DA
ELETROENCEFALOGRAMA**

**Everton Silva de Souza (Doutorando)¹
Edgard Afonso Lamounier Júnior (Orientador)²
Alexandre Cardoso (Co-orientador)³**

¹ Currículo na base de dados lattes do CNPq: <http://lattes.cnpq.br/6320229266105721>

² Currículo na base de dados lattes do CNPq: <http://lattes.cnpq.br/0239619592699303>

³ Currículo na base de dados lattes do CNPq: <http://lattes.cnpq.br/3767009717402045>

I. Introdução

As pessoas com deficiência enfrentam uma batalha diária, pois a falta de acessibilidade e inclusão social ainda é um problema muito grande (FIEGENBAUM, 2009) (AGUIAR, 2014). O número de deficientes é muito alto e é necessário que existam soluções que auxiliem estas pessoas, seja para mobilidade, reabilitação, comunicação ou inclusão digital. No Brasil, ainda existem muitos problemas estruturais na área de terapêutica para os deficientes. Por exemplo, o Censo 2010 (BRASIL *et al.*, 2012) demonstra que 45.606.048 de brasileiros, 23,9% da população total, têm algum tipo de deficiência – visual, auditiva, motora, mental ou intelectual. A prevalência da deficiência varia de acordo com a natureza delas. A deficiência visual apresentou a maior ocorrência, afetando 18,6% da população brasileira. Em segundo lugar está a deficiência motora, ocorrendo em 7% da população, seguida da deficiência auditiva, em 5,10% e da deficiência mental ou intelectual, em 1,40% (BRASIL *et al.*, 2012).

A pesquisa nacional do Instituto DataSenado 2010, sobre “Condições de vida das pessoas com deficiência no Brasil – Auditiva, Física e Visual”, apresentou questões não resolvidas e que são objetos de discussão. A área de conhecimento em deficiência oferece categóricos desafios em auxiliar as pessoas com necessidades severas impactando no direito de ir e vir. Este direito constitucional é muitas vezes violado, por falta de acessibilidade (SILVA, 2014). Especialmente os pacientes com deficiências múltiplas, que são classificados como incapacitados para a vida independente. O tratamento de reabilitação destes pacientes é feito basicamente de exercícios terapêuticos, fundamentados em princípios biomecânicos. Tal tratamento é de grande importância e promove maior sobrevivência, menor morbidade e maior qualidade de vida (FIGLIOLIA *et al.*, 2012).

Os direitos humanos são assegurados a todos os brasileiros com deficiência e para esse grupo são desenvolvidos programas e ações do Governo Federal e da Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. No entanto, o foco primário das políticas públicas é o segmento das pessoas que apresentam deficiência severa (BRASIL *et al.*, 2012). Em 2010, 8,3% da população brasileira apresentava pelo menos um tipo de deficiência severa, sendo: 3,46% com deficiência visual severa, 1,12% com deficiência auditiva severa, 2,33% com deficiência motora severa e 1,4% com deficiência mental ou intelectual, sendo desse total um grupo de 17,8% com mais de uma deficiência, ou seja, deficiências múltiplas (BRASIL *et al.*, 2012).

A definição de deficiência múltipla segundo está contida na Política Nacional de Educação Especial do Ministério da Educação (1994): “*É a associação, no mesmo indivíduo, de duas ou mais deficiências primárias, com comportamentos que acarretam atrasos no*

desenvolvimento global e na capacidade adaptativa. ” Uma pessoa com dupla deficiência sensorial (física e visual, por exemplo), apresenta mais limitações funcionais (CONTRERAS, 1993).

O campo da Educação Especial foi muito influenciado por Jean Marc Tarde (1774 – 1838), um médico interessado por pessoas com deficiência múltiplas no mesmo indivíduo. Seu trabalho foi influenciado pelas ideias de Rousseau, com relação à persistência em utilizar a estimulação sensorial como forma de favorecer o desenvolvimento, na qual encontrou paralelos importantes entre “fonação e audição, linguagem e pensamento, percepção e abstração, cultura e inteligência, experiência e criação.” (PESSOTTI, 1984). Igualmente, o trabalho de Contreras (1993) exerceu muita influência em pesquisadores que vieram a contribuir, de forma significativa, para o atendimento aos portadores de deficiência. Passou-se a pensar que as pessoas com deficiência poderiam ser tratadas, treinadas e reintegradas à comunidade como seres humanos produtivos.

II. Revisão Bibliográfica

São muitos os eventos, as circunstâncias e os fatos históricos que têm influenciado a evolução no campo das deficiências. Atualmente, em âmbito internacional, o movimento da escola inclusiva ganhou força após a Declaração de Salamanca, na Espanha (1994) que preconiza a escola para todos, sem discriminação, em ambiente integrado, que prioriza os direitos humanos, a igualdade de oportunidades para todas as pessoas e a participação efetiva dos portadores de necessidades especiais, na condição de cidadãos, na sociedade em que vivem.

Patton, Payne & Beirne-Smith (1985) fazem uma divisão do percurso histórico das deficiências na humanidade, desde a Antiguidade até nossos dias e o classifica em nove períodos representativos das diversas posturas e atitudes socioculturais prevalentes em cada um deles. Focaliza mais detalhadamente a concepção de deficiência nos últimos duzentos anos, classificando os períodos:

- **Antiguidade:** Até os anos 1700: as sociedades apresentavam atitudes e percepções variadas acerca das pessoas com deficiências. Eram tratadas como demônios ou detentoras de dons, poderes ou revelações divinas.
- **Emergência de um campo:** 1700 – 1860. Esse período, prevalecia a ideia de que todos foram criados dentro do princípio de igualdade. Devido as pesquisas de Jean Marc Tarde (1774-1838) contribuiu, de forma significativa, para o atendimento aos portadores de deficiência.

- **Desilusão:** 1860 – 1890. Caracterizou-se por uma mudança de atitude quanto à possibilidade de integração da pessoa com deficiência na comunidade, gerando um clima de pessimismo devido a limitações de resultados.
- **Recuo:** 1890 – 1925. Os testes de inteligência, tiveram efeito no retrocesso para a integração de pessoas com deficiências, porque foram utilizados para classificar portadores de deficiência mental. O mal-uso de seus resultados justificaram a exclusão escolar e social de muitas pessoas.
- **Movimento gradual:** 1925 – 1950. O final da 1ª Guerra Mundial provocou a necessidade da criação de serviços de reabilitação para atender aos soldados que retornavam dos conflitos apresentando graves deficiências e reivindicando atendimento.
- **Redespertamento:** 1950 – 1960. Esse período revelou um clima de mais aceitação das pessoas com deficiência. Ampliou o interesse pelo seu atendimento, nos países mais desenvolvidos.
- **Notoriedade:** 1960. – 1970. Pesquisas multidisciplinares foram realizadas, trazendo contribuições ao entendimento das várias deficiências. Os avanços identificados, entretanto, não chegaram a beneficiar os portadores de graves e múltipla deficiência.
- **Época de litígio:** 1970 – 1980. As famílias descobriram os recursos judiciais como um meio de fazer valer os direitos de seus filhos ao adequado atendimento.
- **Ação e reação:** 1980 até o presente. Os últimos anos têm sido de avanço na educação especial.

Com relação às pessoas com deficiências múltiplas e severas, alguns avanços já podem ser registrados, embora existam alguns paradigmas como a “superação gradativa do caráter terapêutico e assistencial que ainda predomina na educação”. (MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, SECRETARIA DE EDUCAÇÃO ESPECIAL, 2015). Este capítulo apresenta uma visão geral sobre Deficiência e Reabilitação, ressalta a importância dos sentidos e os sinais cerebrais (EEG) para locomoção, além de abordar informações referentes ao sistema nervoso central, apresentando de forma resumida sua morfologia e ainda lista algumas tecnologias tradicionais e assistidas.

Deficiência

A Organização Mundial da Saúde (OMS) (1980) desenvolveu um manual de classificação relativa e as consequências das doenças. Incluem-se nessas a ocorrência de uma

anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais. Representa a exteriorização de um estado patológico, refletindo um distúrbio orgânico ou uma perturbação no órgão.

Em consequência, tem-se uma incapacidade e uma restrição resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Isto surge como uma consequência direta ou ainda é resposta do indivíduo a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra (ICIDH *et al.*, 1993). As desvantagens são: prejuízo para o indivíduo, resultante de uma deficiência ou uma incapacidade, que limita ou impede o desempenho de papéis de acordo com a idade, sexo, fatores sociais e culturais. Caracteriza-se por uma discordância entre a capacidade individual de realização e as expectativas do indivíduo ou do seu grupo social. (AMIRALIAN *et al.*, 2000)

Para efeito legal, o Decreto 5.296/2004 define as deficiências como a seguinte descrição:

Deficiência Física: alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física, apresentando-se sob a forma de paraplegia, paraparesia, monoplegia, monoparesia, tetraplegia, tetraparesia, triplegia, triparesia, hemiplegia, hemiparesia, ostomia, amputação ou ausência de membro, paralisia cerebral, nanismo, membros com deformidade congênita ou adquirida, exceto as deformidades estéticas e as que não produzam dificuldades para o desempenho de funções.

Deficiência auditiva: perda bilateral, parcial ou total, de 41 decibéis (dB) ou mais, aferida por audiograma nas frequências de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 3000Hz.

Deficiência visual: cegueira, na qual a acuidade visual é igual ou menor que 0,05 no melhor olho, com a melhor correção óptica; a baixa visão, que significa acuidade visual entre 0,3 e 0,05 no melhor olho, com a melhor correção óptica; os casos nos quais o somatório da medida do campo visual em ambos os olhos for igual ou melhor que 60°; ou a ocorrência simultânea de quaisquer das condições anteriores.

Deficiência intelectual: funcionamento intelectual significante inferior à média, com manifestação antes dos dezoito anos e limitações associadas a duas ou mais áreas de habilidades adaptativas, tais como: comunicação, cuidado pessoal, habilidades sociais, utilização dos recursos da comunidade, saúde e segurança, habilidades acadêmicas, lazer e trabalho.

Deficiência múltipla: associação de duas ou mais deficiências.

A Tabela 1 apresenta ainda o entendimento relacionados com o significado das deficiências catalogadas.

Tabela 1 – Distinção semântica entre os conceitos de deficiência

Deficiência	Incapacidade	Desvantagem
Da Linguagem	De Falar	Na orientação
Da Audição (Sensorial)	De Ouvir	
Da Visão	De ver	
Musculoesquelética (física)	De andar (locomoção)	Na independência física e mobilidade
De Órgãos (orgânica)	De realizar, vestir e alimentar	Nas Atividades Diárias
Intelectual (mental)	De Aprender	Na Capacidade Ocupacional
Psicológico	De perceber (aptidões particulares)	Na Integração Social
	De memorizar	
	De relacionar-se (comportamento)	
	De ter consciência	

Quando uma pessoa tem mais de uma deficiência, simultaneamente, mesmo sem relação de dependência (psíquicas, físicas e sensoriais) e predomínio de uma deficiência sobre a outra, caracteriza deficiência múltipla, segundo Contreras & Valente (1993).

Em 2001, a Organização Mundial da Saúde adotou a Classificação Internacional de Funcionalidade, Deficiência e Saúde (CIF) para descrever e medir incapacidade sob uma nova ótica, reconhecendo que todo ser humano pode experimentar uma perda ou diminuição na sua saúde.

Reabilitação

O termo reabilitação vem da palavra habilitar, do latim *habilitare*, que significa tornar hábil, capaz, apto. A inclusão do prefixo re-habilitar tem o sentido de adquirir novamente uma habilidade perdida ou diminuída (GREVE, 2007). Na área médica, o conceito de reabilitação sempre assume uma conotação terapêutica, pois busca devolver ao indivíduo, com algum tipo de incapacidade (LIANZA; KODA, 2001). De acordo com Lianza e Koda (2001) o tratamento de reabilitação é, basicamente, uma programação de metas a serem alcançadas e estas devem ser dirigidas à redução das incapacidades e a prevenção das deficiências. Pelas mesmas razões, deve-se também identificar as capacidades funcionais do indivíduo, embora, as condições determinantes das incapacidades são muito variáveis e dependem de muitos fatores como idade, grau de cultura e nível educacional, condições socioeconômicas, etiologia da doença incapacitante, além de aspectos próprios da personalidade. Assim, o diagnóstico adequado das

capacidades funcionais possibilita aumentar o grau de independência e autonomia por meio de um trabalho de compensação funcional.

Num processo de reabilitação física, a deficiência física (ou motora) é caracterizada por um distúrbio da estrutura ou da função do corpo, que interfere na movimentação e/ou na locomoção do indivíduo (GORGATTI *et al.*, 2003). Pode envolver fraqueza ou limitação no controle muscular (movimentos involuntários, ausência de coordenação ou paralisia), limitações de sensações, problemas nas juntas ou perda de membros em decorrência de lesões neurológicas, neuromusculares, ortopédicas ou malformações congênitas (CORREA *et al.*, 2011). Além de consequências físico-motoras aparentes, a deficiência física marca o indivíduo do ponto de vista social, afetivo e comunicativo, o que por vezes, são lesões bem maiores que as que visivelmente se pode notar (PALMA *et al.*, 2010).

Com o objetivo de desenvolver a máxima funcionalidade e qualidade de vida, a reabilitação física, concebe programas, selecionando, planejando e utilizando técnicas, modalidades educativas e terapêuticas específicas baseadas no movimento, nas terapias manipulativas e meios físicos e naturais, escolhidas a partir da análise e avaliação do movimento e da postura.

A reabilitação física atua, principalmente, na identificação, prevenção, recuperação, reeducação, habilitação e reabilitação de incapacidades originadas por disfunções físicas (do foro funcional musculoesquelético, cardiovascular, respiratório e neurológico, entre outras) e por disfunções psíquicas.

A reabilitação cognitiva se refere às funções psicológicas que envolvem a cognição. A palavra cognição significa conhecer – do latim com, “*junto*” + *noscere*, “saber, conhecer”, e o processo cognitivo de reabilitação visa treinar um indivíduo para conhecer, ou seja, para utilizar as funções psicológicas básicas que são designadas como cognitivas: atenção, memória, habilidades sociais, além da capacidade de julgar, avaliar e imaginar situações futuras, bem como de usar a linguagem e a comunicação, em geral (SOUZA, 2016).

Segundo Davis e Rockwood (2004), as disfunções cognitivas são entidades nosológicas complexas, multiformes e, essencialmente, dinâmicas que se caracterizam, basicamente, por alterações no funcionamento normal dos processos mentais e neurobiológicos subjacentes ao fenômeno que se convencionou chamar de cognição ou inteligência humana. De acordo Sternberg (1979) e Marshalek *et al* (1983), cognição ou inteligência humana é a capacidade fundamental, exibida pelos seres humanos, de se adaptar a diversas situações, mediante a implementação de procedimentos distintos e modificá-los de modo que se ajustem às suas necessidades e objetivos.

Assim conceituada, a expressão cognição ou inteligência humana engloba não somente capacidades historicamente classificadas como cognitivas/inteligentes, tais como, a atenção, a percepção, a linguagem, a aprendizagem, a memória, o raciocínio lógico-matemático, mas também aquelas capacidades ou funções, tais como a motivação, a emoção, a imaginação, a criatividade, a capacidade de se relacionar consigo mesmo e com os outros, a habilidade de realizar as sequências motoras complexas necessárias à execução de atividades como tocar instrumentos musicais, desenhar, dançar, praticar esportes, entre outros (CARROLL, 1993).

As causas das disfunções cognitivas podem ser decorrentes de traumatismos, afecções vasculares, tumores, infecções, patologias degenerativas e procedimentos neurocirúrgicos. Estas lesões são capazes de provocar, além de alterações vegetativas, de equilíbrio, de motricidade e de sensibilidade, também provocam transtornos de natureza cognitiva, que irão comprometer, em maior ou menor grau, as capacidades ou funções do ser humano (CORREA, 2011).

A diversidade do funcionamento do pensamento e das modalidades da cognição para ser implementada, com vista ao tratamento de reabilitação de uma determinada disfunção cognitiva, é uma tarefa complexa e estratégias diferentes são elencadas com a finalidade de, por meio da motivação do paciente, o terapeuta possa atingir seus objetivos terapêuticos (CORREA, 2011).

Os serviços de reabilitação têm um alto custo devido às características de sua clientela. Alguns fatores são a necessidade de uma equipe multidisciplinar de reabilitação, longo tempo de permanência do indivíduo no tratamento, além de esbarrar na falta de normatização dos procedimentos terapêuticos e na dificuldade de estabelecer prognósticos e metas de reabilitação (ABBR, 2011). No Brasil, ainda carrega a cultura de ver os deficientes como uma parcela dos “excluídos” (ABBR, 2011). Os grupos privados de seguro saúde ainda não incluem a maioria do tratamento de reabilitação, a sociedade não inclui de forma natural os deficientes no local de trabalho e lazer.

Sinais Cerebrais

O corpo humano é dotado de cinco sentidos que possibilitam a interação com o mundo exterior, por meio de estímulos que são enviadas ao cérebro as sensações. Nesse processo, uma rede de neurônios que fazem parte do sistema nervoso central é utilizada. O cérebro é responsável por processar as atividades ou estímulos ocorridos e captados pelos sensores naturais existentes em nosso sistema. Isto é influenciado pelo conhecimento prévio armazenado, através do mapeamento feito durante o desenvolvimento de um ser humano (DUFFAU, 2008).

O cérebro formado por uma estrutura altamente complexa, com aproximadamente 100 bilhões de células nervosas (neurônios), conectadas por mais de 10.000 conexões sinápticas cada. É por meio de fibras protoplasmáticas, conhecidas como axônios que os neurônios se comunicam. Eles são responsáveis por conduzirem os sinais elétricos pelo corpo humano, encaminhando-os para serem recebidas por células específicas. Os neurônios possuem uma estrutura básica, formada por um corpo celular, pelos axônios e dendritos ou terminações nervosas. Cada parte possui um conjunto de atividades que permitem uma interconexão entre os neurônios através da transmissão de sinais eletroquímicos, que servem de estímulos, ou seja, de entradas de dados através dos quais o sistema central possa atuar, através da interpretação desses estímulos baseados no conhecimento armazenado no cérebro (RIBEIRO, 2006).

Desta forma, o cérebro é capaz de reconhecer e responder a esses estímulos provenientes do sistema global. Um neurônio básico pode ser visto na Figura 1.

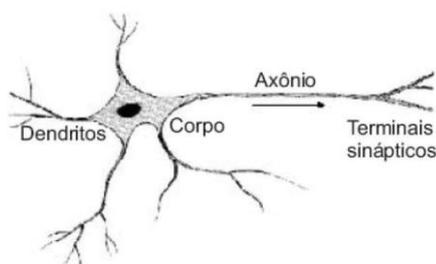


Figura 1 - Estrutura simples de um neurônio (RIBEIRO, 2006)

Existem vários tipos básicos de neurônios, cada um com uma atividade bem definida. Assim, os neurônios podem ser divididos conforme o seu tamanho. Os tipos básicos de neurônios são demonstrados na Figura 2.

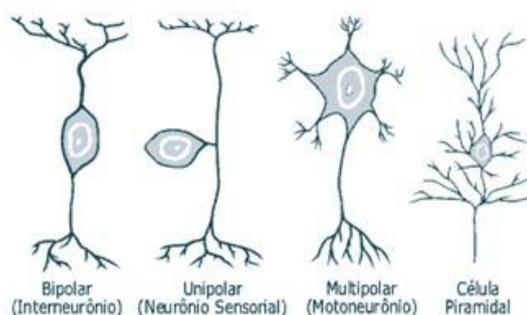


Figura 2 – Tipos básicos de neurônios.

As informações são transmitidas de neurônio a neurônio até o ponto de processamento em uma determinada área do cérebro. Os neurônios recebem as informações através dos dendritos, que transmitem o estímulo recebido para o corpo celular, que por sua vez envia a outro neurônio, através dos axônios, por meio das sinapses, e assim, sucessivamente. Essa transmissão pode ser realizada através de processos elétricos ou químicos (MANGUN, 2006). Os neurônios motores permitem a transmissão dos sinais provenientes do sistema nervoso

central para as extremidades do corpo, como músculos, pele e glândulas. (GAZZANIGA *et al.*, 2006).

O cérebro, também é responsável pelo controle da audição, da visão, do olfato, do paladar, dos movimentos automáticos e das emoções, bem como da formação de um mapa neural capaz de combinar estes sentidos na identificação de determinadas sensações. Assim, os sentidos básicos ou fundamentais do corpo humano constituem-se em funções, que propiciam o relacionamento do indivíduo com o meio que o cerca, seja, concreto ou abstrato. A Figura 3 ilustra um cérebro com a identificação de algumas áreas e suas respectivas responsabilidades.

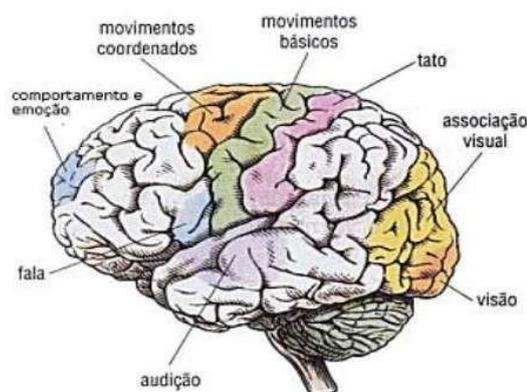


Figura 3 – Partes do cérebro e o seu processamento (ZANGEROLAME, 2009).

De acordo com Zangerolame (2009), na presença do estímulo o cérebro procura interpretar e processar a informação recebida. Esta informação é recebida através de disparos químicos ou elétricos efetuados pelos neurônios, desde a recepção ou entrada até o processamento final. Os neurônios são responsáveis por transmitir as informações recebidas nas partes mais distantes e enviá-las até o cérebro, como descritos anteriormente.

No ano de 1929, Hans Berger (HANS, 1929), psiquiatra alemão, publicou as primeiras páginas de seu trabalho: o eletroencefalograma (MALMIVUO, 1995), foi o primeiro a identificar ondas alfa (8-12 Hz), que são atividades oscilatórias no cérebro.

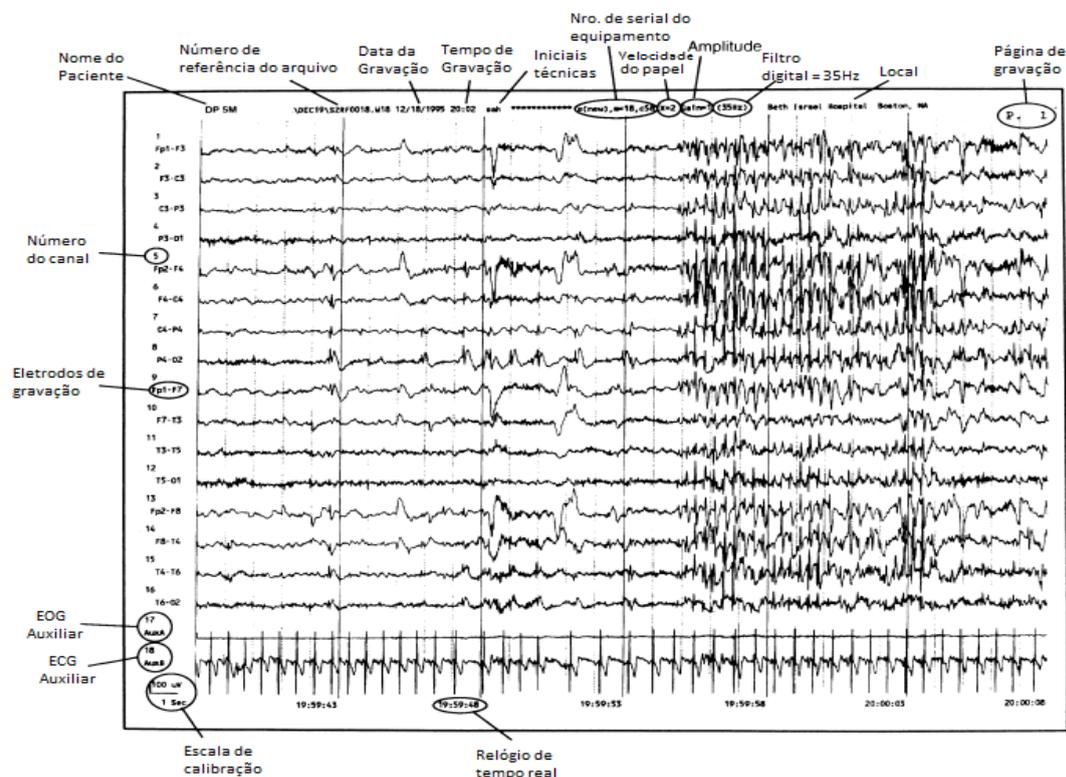


Figura 4 – Eletroencefalografia clássica (ROPPER, 2005).

O EEG é o registro da sincronização de milhares de sinais de neurônios em conjunto (COSTA *et al.*, 2012). Dessa forma, a localização exata da atividade de um neurônio é impossível de ser feita somente com o EEG. Esta atividade do cérebro produz um sinal chamado de Eletroencefalograma, exemplo demonstrado na Figura 4. O registro das atividades elétricas geradas pelo encéfalo o qual possui grande interesse clínico nos estudos e diagnósticos de diferentes tipos de epilepsia, na localização de tumores cerebrais, no estudo de doenças mentais e na polissonografia (ROPPER, 2005).

As frequências destas ondas cerebrais se apresentam na faixa de 0,5 a 100 Hz e comportamento, quando comparado com outros biopotenciais, como o eletrocardiograma por exemplo, não é de fácil interpretação por um observador com pouca experiência (BRONZINO, 2000). Os ritmos do EEG variam consideravelmente e correlacionam-se com os estados do comportamento, como atenção, sono ou vigília e patologias, como as citadas anteriormente. Estes ritmos são categorizados por sua faixa de frequência e cada faixa é denominada por uma letra grega (BEAR, 2002).

Um dos métodos que se mostra eficaz na identificação dos sinais que correspondem a determinadas ações é a extração por bandas. As bandas são classificadas de acordo com as frequências como: delta (0-3 Hz), teta (4-7 Hz), alfa (8-13 Hz) e beta (14-20 Hz). Keirn e Aunon (PFURTSCHELLER *et al.*, 1998) sugeriram que a extração apenas da banda alfa traria como

resultado uma classificação pobre. Assim, as quatro bandas de frequências são consideradas na criação do conjunto de características.

Ao analisar o comportamento das ondas em alguns indivíduos utilizando todas as quatro bandas de frequências, é fácil notar que as maiores oscilações de valores são notadas entre as bandas alfa e beta (PALVA, 2007), as frequências das ondas de EEG detectados com eletrodos de superfície colocados no escalpo são as seguintes:

Tabela 2. Frequências de EEG captados por eletrodos de superfície.

Tipos de onda	Faixa de frequência (Hz)
Delta (sono profundo)	0,5 – 4 Hz
Teta (estados do sono)	4 – 7,5 Hz
Alfa (estados de vigília)	7,5 – 13 Hz
Beta (córtex ativado)	13 – 50 Hz

Com o sinal recebido, o neurônio tenta passar os impulsos elétricos à frente através de troca de potenciais: a membrana celular, em volta ao neurônio, é carregada de íons de sódio (Na^+) e potássio (K^+) que ficam se movimentando para dentro e fora da célula. Inicialmente, o interior da célula se encontra a -70mV em comparação ao lado externo.

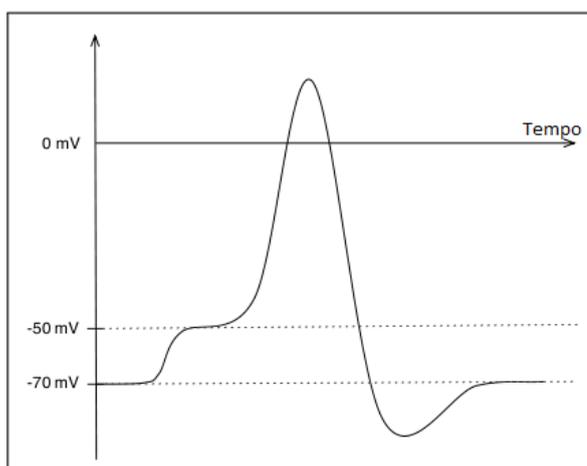


Figura 5 – Impulso elétrico do neurônio (WARD, 2010).

Quando algum sinal é recebido pelo dendrito, ela fica menos negativa. Se essa despolarização chegar a -55mV , a membrana se abre para íons de sódio que entram na célula. Isto faz com que ela fique cada vez menos negativa (WARD, 2010). Quando a célula atingir um potencial positivo, ela se abre para a saída de íons de potássio, que agora causam a rápida repolarização da membrana, que chega a um potencial menor que -70mV , como podemos ver na Figura 5. A ativação de neurotransmissores do axônio terminal para as sinapses ocorre

quando um potencial de ação atinge o fim de um axônio. Existem dois tipos de neurotransmissores:

- 1° causa um influxo;
- 2° causa um escoamento de íons positivos.

Assim, os neurotransmissores ativados conseguem influenciar a mudança de potencial do neurônio subsequente à sinapse, mudando a permeabilidade da sua membrana. O nome dado a essa mudança de potencial do neurônio subsequente é potencial pós-sináptico excitatório, quando for uma mudança positiva e potencial pós-sináptico inibitório, quando negativa. Esses potenciais duram em média 100ms e variam sua amplitude entre 50 e 100mV. Na Figura 5, podemos ver um salto quântico de potencial de ação de um neurônio para sinal de EEG.

Os potenciais registrados no EEG são gerados principalmente por condução iônica que circula durante a excitação sináptica dos dendritos de uma grande quantidade de neurônios piramidais entre as camadas do córtex cerebral. Este constitui aproximadamente 80% da massa encefálica e localiza-se sob a superfície craniana. Os potenciais pós-sinápticos (PSPs) destas células são somados no fluido extracelular que envolve as mesmas e conduzidos através de várias camadas de tecido não neural, incluindo as meninges, fluidos, ossos do crânio, gordura e pele para alcançar os eletrodos conectados ao amplificador de EEG, demonstrado na Figura 6 (BEAR, 2002).

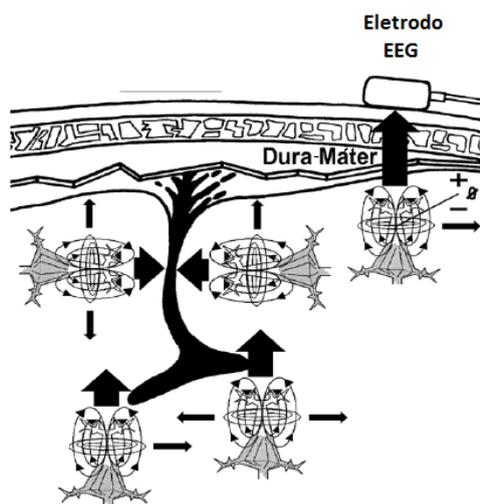


Figura 6 – Potencial de neurônio em paralelo propagando e detectados pelo eletrodo (BEAR, 2002).

Como o potencial elétrico produzido por cada neurônio piramidal do córtex é excessivamente pequeno, são necessários muitos milhares de neurônios subjacentes, ativados em conjunto para gerar um sinal do EEG com amplitude suficiente para ser plenamente adquirido e amplificado por um equipamento de registro de EEG. Segundo Bear (2002), esta é razão pela qual a amplitude do sinal do EEG depende muito de quão síncrona é a atividade dos neurônios subjacentes.

Para realizar um eletroencefalograma são necessários elétrodos capazes de medir as diferenças de potencial em pontos do couro cabeludo com relevância para o estudo em questão. Para possibilitar a repetição de estudos ao longo do tempo e em laboratórios diferentes, a federação internacional de eletroencefalografia e neurofisiologia clinica recomendou a utilização de um sistema standard para colocação dos elétrodos. (DUDA *et al.*, 2000). Este sistema é conhecido como o sistema internacional 10-20 uma vez que usa 10% e 20% das distâncias entre alguns marcos ósseos para determinar a posição relativa dos elétrodos.

O sistema de numeração do sistema 10-20 (figura 7), determina que os elétrodos com número ímpar se situam no hemisfério esquerdo e os elétrodos com número par ficam no hemisfério direito. Existe ainda uma letra que designa a área anatômica sem F frontal, C central, P parietal e O ocipital. Este sistema especifica setenta e cinco posições de elétrodos ao longo de cinco planos posteriores e anteriores paralelos à linha central de onze posições. (LIAO *et al.*, 2007)

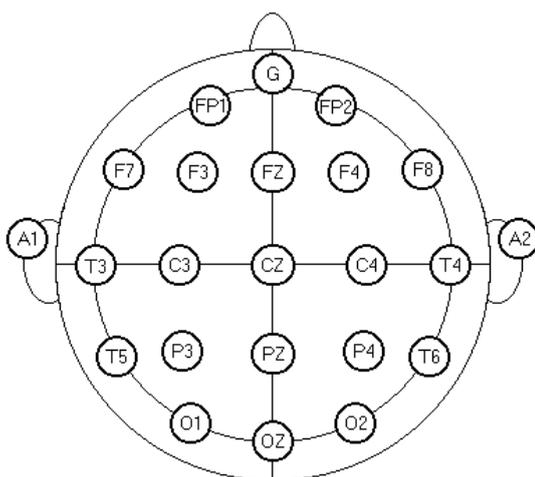


Figura 7 – Sistema de 10 – 20 para colocação de eletrodos. (LIAO *et al.*, 2007).

Antes de executar o EEG, é necessário definir a combinação de elétrodos que vai ser utilizada para adquirir o EEG. A montagem utilizada tem por objetivo a escolha das características que se querem analisar no EEG. Uma montagem pode ser referencial, quando as diferenças de potencial são medidas entre cada elétrodo e um elétrodo de referência comum (normalmente em zonas com pouca atividade como é o caso do lóbulo da orelha), ou bipolar quando as diferenças de potencial são medidas entre pares de elétrodos.

As montagens bipolares têm especial interesse quando se pretende medir características que se manifestam de forma distinta em cada hemisfério do cérebro. Neste tipo é feita uma montagem em que cada canal mede as diferenças de potencial entre elétrodos de hemisférios diferentes. Contudo as montagens bipolares apresentam desvantagens na aquisição de potenciais com grande distribuição espacial.

Tecnologia Assistivas para Cadeirantes

Ao longo da história, o homem instintivamente tem buscado alternativas para melhorar suas condições de vida em sociedade.

O desenvolvimento de Tecnologias Assistivas é um elemento importante para a promoção da inclusão de pessoas com deficiência (BERRETTA, 2015).

No Brasil, o Comitê de Ajudas Técnicas – CAT, instituído pela PORTARIA N° 142, DE 16 DE NOVEMBRO DE 2006 (CAT, 2007), conceitua Tecnologia Assistida como uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidade ou mobilidade reduzida.

A Tecnologia Assistiva, deve ser então entendida como o auxílio que promoverá a ampliação de uma habilidade funcional deficitária ou possibilita a realização da função desejada e que se encontra impedida por circunstância de deficiência.

Pode-se, deste modo, dizer que o objetivo primordial da Tecnologia Assistiva é proporcionar maior independência, autonomia, qualidade de vida e inclusão social, à pessoa com deficiência, por meio da ampliação de sua comunicação, mobilidade, controle de seu ambiente e outras habilidades para seu aprendizado (BERSCH, 2008).

Emotiv Epoc

O EPOC é um dispositivo de Interface Cérebro-Computador, ou seja, denominado Neuroheadset, com a finalidade de aquisição e processamento de sinais cerebrais, conforme demonstrado na Figura 15, um exemplar do equipamento.



Figura 15 – Dispositivo Emotiv Epoc (EMOTIV, 2016).

Este dispositivo, apresentado em 2007 pela empresa australiana Emotiv, está à venda desde 2009 como um eletroencefalógrafo portátil. Faz parte dos primeiros dispositivos de baixo custo lançados no mercado. Uma das suas características mais relevantes é ser constituído por 14 eléctrodos, uma quantidade que ultrapassa todas as alternativas existentes atualmente. Estes eléctrodos apresentam uma frequência de amostragem de 128 Hz, e, neste caso, este valor é semelhante aos outros produtos do mercado.

Por outro lado, comparando com dispositivos hospitalares ou de investigação médica, estes valores ficam muito aquém das expectativas. Um aparelho de EEG hospitalar apresenta, em média 19 eléctrodos, e um dispositivo de investigação clínica pode chegar a quase 4 vezes este valor; paralelamente, a taxa de aquisição de sinais dos dispositivos mais potentes existentes na atualidade atingem os 1000 Hz.

Contudo, o número de eléctrodos e a frequência de amostragem deste dispositivo permitem a detecção das ondas EEG com mais aplicações médicas, podendo apenas estar mais sujeito a artefatos do que um aparelho hospitalar ou de investigação de topo de gama. Embora não seja necessária a utilização de gel condutor, o que é obrigatório em leituras eletroencefalográficas hospitalares, os eléctrodos deste aparelho necessitam de ser umedecidos antes de cada utilização.

Este aspecto pode ser considerado uma desvantagem, já que existem alternativas existentes no mercado que funcionam com eléctrodos secos, embora o umedecimento seja rápido e apenas se utilize uma solução salina semelhante ao líquido para lentes de contato.

Uma das funcionalidades exclusivas ao EPOC é a presença de um giroscópio de dois eixos, o que permite a detecção da rotação da cabeça do utilizador, bem como eliminar possível ruído proveniente deste tipo de movimentos.

Um aspecto que se tornou norma neste tipo de dispositivos, estando presente neste caso, é o funcionamento sem fios, permitindo um elevado grau de liberdade na sua utilização.

Esta liberdade é também aumentada pela presença de uma bateria de lítio capaz de 12 horas de atividade, tornando este dispositivo bastante portátil e independente.

A facilidade de instalação num computador comum é uma prioridade óbvia, recorrendo-se a um dongle USB (universal serial bus) para o efeito, sem se necessitar de drivers adicionais para a ligação.

Cognição

Ao nível da detecção de pensamentos, o dispositivo não pode ser comparado a um leitor de mentes da “ficção científica”, já que apenas associa determinados padrões cerebrais a

operações computacionais. Ou seja, o aparelho não interpreta os nossos sinais cerebrais, apenas os detecta e quantifica. Nesta funcionalidade também se recorre a padrões eletromiográficos para permitir a criação de comandos mais sensíveis e únicos. É, portanto, necessária uma calibração para qualquer novo utilizador, sendo os utilizadores recorrentes aconselhados a repetir este processo para uma melhor adaptação e reconhecimento (EMOTIV, 2016). Atualmente, está presente no software disponibilizado com o dispositivo a possibilidade de se associar padrões mentais com direções espaciais: esquerda, direita, cima, baixo e frente, vários tipos de rotações, puxar um objeto ou até fazê-lo desaparecer. Quando devidamente calibradas, é possível detectar até 4 destas ações simultaneamente, embora se note um ligeiro atraso devido à complexidade dos algoritmos utilizados. Mesmo após estes atrasos serem vencidos no futuro, não se prevê a utilização de dispositivos como este em tarefas cotidianas que envolvam risco, devido à nossa incapacidade de controlar o nosso próprio pensamento na perfeição.

Emoções

Este dispositivo permite detectar emoções tais como o entusiasmo, frustração e engajamento. Porém, estudos demonstram que esta secção das funcionalidades está ainda pouco aperfeiçoada, verificando-se por vezes uma baixa correlação entre as emoções reportadas por utilizadores e as emoções detectadas pelo dispositivo. Utilizando um jogo de computador com grau crescente de dificuldade, provocaram-se diferentes estados emocionais em vários indivíduos, fazendo as leituras adequadas com o Emotiv Epoc. No final, compararam-se as emoções reportadas pelos utilizadores com as detectadas pelo dispositivo.

Embora os resultados relacionados com o empenho tenham sido bastante satisfatórios, o entusiasmo e a frustração ficaram muito abaixo das expectativas. Uma possível explicação adiantada pelos investigadores foi que a leitura dos padrões cerebrais em busca de emoções aconteceu continuamente ao longo do jogo, enquanto as respostas reportadas pelos utilizadores possam ser fortemente influenciadas pela última emoção sentida no teste.

Devido ao elevado grau de personalidade ligado a esta tarefa, a própria empresa admite que os valores base para cada emoção possam não corresponder à realidade de todos os utilizadores.

Por fim, é de notar que os algoritmos utilizados para a detecção dos níveis emotivos não são open source, estando oculto o método de como cada resultado emotivo é calculado (EMOTIV, 2016).

Expressões faciais

A funcionalidade com melhor feedback neste momento é a detecção de expressões faciais. Ao contrário dos métodos anteriores, esta funcionalidade recorre principalmente a leituras eletromiográficas. A possibilidade de detectar variados tipos de expressões com uma elevada taxa de sucesso e rapidez torna esta funcionalidade num dos principais pontos fortes deste aparelho. Expressões como diferentes tipos de sorrisos, gargalhadas, cerrar os dentes, a posição dos olhos, sobrancelhas ou pálpebras, incluindo o pestanejar, podem ser detectadas e associadas a comandos num computador. Uma descrição mais completa dos movimentos detectados está apresentada na tabela 3.

Tabela 3 – Expressões faciais disponíveis para detecção no *Emotiv EPOC*.

Parte inferior da face	Parte superior da face	Movimentos oculares
Sorriso lado esquerdo	Elevar as sobrancelhas	Olhar para a esquerda
Sorriso lado direito	Franzir a sobrancelha	Olhar para a direita
Sorriso completo		Piscar o olho esquerdo
Gargalhada		Piscar o olho direito
Cerrar a mandíbula		Pestanejar

Adicionalmente, é possível ajustar a sensibilidade, conforme figura 16, a cada um destes tipos de ação, permitindo uma melhor adaptação a cada utilizador. Tal como a detecção cognitiva ou emotiva, esta detecção pode ser treinada para aumentar a sua fidelidade. Embora venha preparada com valores de origem, a aplicação pode ser melhorada e adaptar-se a cada utilizador (BREEN, 2008).

Em sistemas com interface ICC, as ferramentas são implantadas para manipular a atividade do cérebro e produzir sinais que possam ser utilizados para controlar computadores ou dispositivos de comunicação (TAN *et al.*, 2010).

Apesar de existirem outras técnicas de detectar atividade cerebral, tais como magnetoencefalografia e formas de ressonância magnética, os dispositivos baseados em EEG são mais portáteis e baratos (STAMPS *et al.*, 2010). Na vida real, a implementação dessa tecnologia tem valor em sistemas de entretenimento e dispositivos de assistência à deficiência, para reduzir cuidados prestados (AL-HUDHUDA *et al.*, 2014).

III. Justificativa

Motivado por esse cenário, este trabalho versa sobre a dificuldade de locomoção da pessoa cadeirante e com deficiência visual. É fato que as pessoas com múltiplas deficiências sensoriais e físicas têm experiências peculiares à sua condição. Não se pode ignorar seus prováveis atrasos no desenvolvimento, na aquisição de habilidades compensatórias e nos estilos individuais de aprendizagem, que certamente interferem nos resultados dos testes padronizados.

O deficiente visual é o que mais se ressentir pela falta de atuação firme do Estado na prevenção e tratamento oferecido ao grupo com deficiência visual (DATASENADO, 2010). Além disso, a questão da mobilidade é outro ponto importante, especialmente para as pessoas que possuem tetraplegia. Esta classe de pacientes, em muito, dependem do uso de cadeiras de rodas para o resto de suas vidas. De fato, os indivíduos com deficiências múltiplas, em média, são mais excluídos de novas tecnologias. Ações de inclusão digital são, particularmente, relevantes neste grupo, permitindo transpor algumas barreiras (ANAGNOSTOPOULOS, 2006). Em geral, os médicos prescrevem equipamento de cadeiras de rodas para pacientes com deficiências múltiplas (COSTA, 2009). Apesar de ser o seu principal meio de transporte, é importante ressaltar que esses equipamentos têm de ser adaptados.

Segundo à Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação (2012), o uso de cadeiras de rodas para as atividades diárias aparece como ações positivas para a reabilitação, pois proporciona melhora da independência e autonomia da população com grave limitação motora. Entretanto, muito deste treinamento é feito diretamente em uma cadeira de rodas real. Por outro lado, estudos mostram que o preparo destes pacientes, por meio de um treinamento suportado por computador, produz um melhor condicionamento, em contraste com uso do dispositivo real. Neste caso, estes sistemas computacionais precisam ser sustentados por um tipo de interface que providencie ao usuário uma forma mais cognitiva de treinamento. Dentre estas, pode-se destacar a Realidade Virtual (TORI *et al.*, 2006).

A Realidade Virtual pode ser visualizada como um sistema computacional usado para criar um ambiente artificial, no qual o usuário tem a impressão de não somente estar dentro deste ambiente, mas também habilitado, com a capacidade de navegar no mesmo, interagindo com seus objetos de maneira intuitiva e natural (CARDOSO *et al.*, 2007).

De fato, a RV é uma forma de interface que baseada em computadores, provê condições de interação com ambientes virtuais concebidos em 3D, com propriedades de imersão, física e/ou emocional. Tais requisitos (interação, imersão e navegação) fundamentam as soluções de Realidade Virtual. Além do uso da visão, geralmente, sistemas de Realidade Virtual excitam outros sentidos e são capazes de rastrear ações dos usuários (CARDOSO, 2014). No caso da

Reabilitação Humana, a natureza intuitiva da interação humano computador, inerentes a RV, favorecem o treinamento das habilidades cognitivas e motoras dos pacientes (WEISS *et al.*, 2004).

Adicionalmente, estudos demonstram que criar um espaço funcional ao indivíduo tetraplégico por meio de um sistema computacional é favorável para o treinamento dos cadeirantes (FIORE, 2013). Diagnósticos também demonstram que os maiores desafios enfrentados por pessoas com deficiência visual é a orientação e mobilidade (MACHADO, 2003), e ainda que uma pessoa bem treinada pode locomover-se sem precisar de auxílio (SMITH, 2001). Em consonância, com os estudos acima e com busca de décadas pela inclusão social, novas tecnologias assistidas estão sendo trabalhadas (BERRETTA, 2015).

As interfaces de locomoção, segundo Patel e Vij (2012), têm potencial para fornecer uma sensação próxima do padrão de uma navegação natural, com uma efetiva capacidade para desenvolver a habilidade de navegação.

Uma das principais interfaces é a BCI (Brain Computer Interface), que é uma técnica que visa interpretar os sinais elétricos da superfície cortical ou subcortical do cérebro sem passar por nervos e músculos. Assim, a técnica denominada de Eletroencefalografia (EEG) é utilizada para aquisição de sinais cerebrais para interagir com o ambiente externo por meio de dispositivos, buscando interpretar pensamentos referentes a movimentos sem necessidade do movimento real (COSTA *et al.*, 2012).

No âmbito da reabilitação, recursos computacionais têm sido utilizados no desenvolvimento de várias técnicas. Atualmente, os principais sistemas de RV para treinamento de cadeirantes por meio de ondas cerebrais, não suportam pacientes cadeirantes com deficiência visual (FOLANE *et al.*, 2016). Portanto, a sincronização entre aquisição do sinal com o ambiente virtual apresenta-se como um desafio a ser superado, para à navegação (BAGACINA *et al.*, 2014).

Portanto, este trabalho propõe abordar o desenvolvimento de uma plataforma para treinamento de pacientes cadeirantes com deficiência visual (SALATIN *et al.*, 2012).

Neste contexto, posa-se o desafio de construir um ambiente de treinamento com interfaces naturais e Realidade Virtual, que favoreçam e estimulem o desenvolvimento das habilidades cognitivas e motoras, desta classe especial de usuários.

IV. Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é investigar técnicas computacionais que suportem a criação de um ambiente de treinamento para cadeirantes com deficiência visual utilizando RV e a implementação do áudio 3D envolvente para interação do paciente e os profissionais da saúde envolvidos com o processo de reabilitação, integrado ao controle da cadeira de rodas por meio dos sinais de ondas cerebrais (EEG) capturados pelas ações de expressões faciais.

As técnicas de Realidade Virtual e sinais EEG devem ser pesquisadas porque possibilitam novas formas de interação afim de promover a inclusão social e integração de pessoas com deficiências motora e visual. Desta forma, espera-se explorar a navegação física e virtual através da cadeira de rodas adaptada, auxiliando no processo de reabilitação durante as sessões de fisioterapias, focadas na locomoção e capacidade de interação desses pacientes.

O trabalho tem como objetivos específicos:

1. Gerar uma plataforma integrada de software e hardware para treinamento do cadeirante, baseada em técnicas de Realidade Virtual, projetada de tal forma que o AV de treinamento seja controlado por meio de captura e processamento de sinais cerebrais do paciente (EEG).
2. Desenvolver protocolo de locomoção utilizando técnicas de RV e Interação Natural (EEG).
3. Criar ambientes virtuais de RV para auxiliar nas sessões de treinamento.
4. Adaptação de uma cadeira de rodas com os dispositivos de captura de sinais.
5. Implementar técnicas de sonorização 3D para enriquecer a imersão nas sessões de treinamento.
6. Estabelecer protocolos de treinamentos interativos para pacientes cadeirantes com deficiência visual e sem fala, fornecendo feedback para todos os elementos envolvidos na atividade.
7. Desenvolver uma ferramenta funcional para treinamento de incapacitados, que ajude na avaliação das sessões terapêuticas com os pacientes.

V. Metodologia

Neste trabalho, será investigado se a tecnologia de Realidade Virtual e EEG, aplicada ao contexto de treinamento de cadeirantes cegos, teria potencial para auxiliá-las na mobilidade e avaliar o comportamento das pessoas ao utilizarem o sistema.

O universo da pesquisa se constitui em uma associação criada e dirigida por pessoas com deficiência física, a Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD). A escolha desta instituição deu-se ao fato de que a sua finalidade é proporcionar a sua habilitação e reabilitação para a melhoria da qualidade de vida e aquisição de maior autonomia e independência, promovendo a inclusão social.

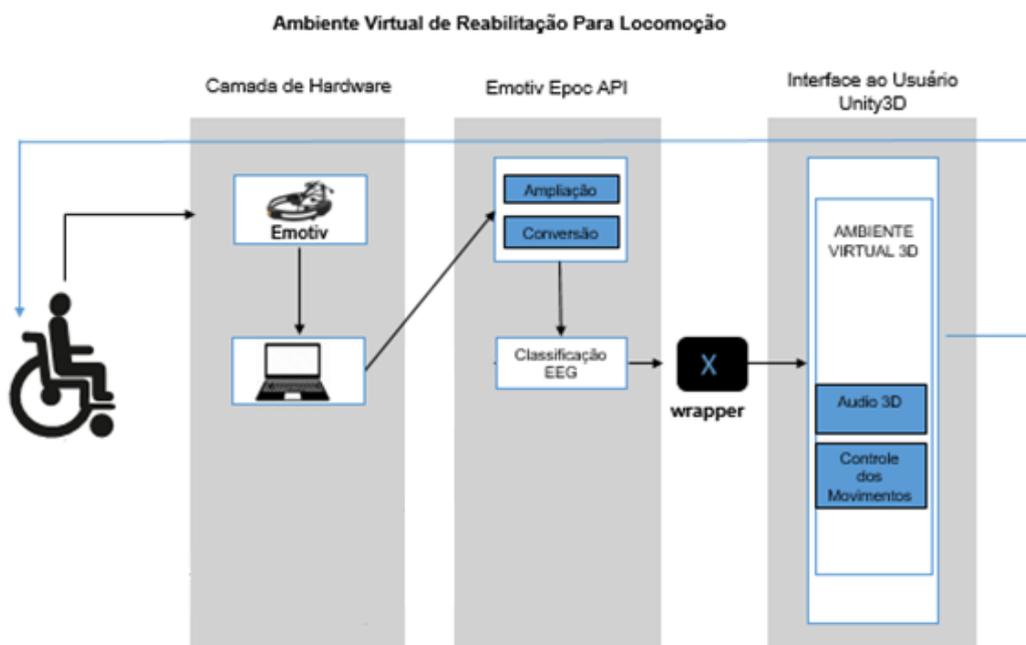
O caminho proposto para a investigação será constituído de: a) Apresentação da proposta de pesquisa, esclarecimentos quanto a sua importância, e o convite para os indivíduos e responsáveis para que as pessoas sejam colaboradores, no primeiro momento; b) Leitura e explicação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, juntamente com o recolhimento de assinaturas dos responsáveis e dos indivíduos, no segundo encontro; c) Aplicação de um questionário (Anexo I) com o objetivo de conhecer o perfil dos indivíduos e coletar informações relevantes para o desenvolvimento do sistema; d) Utilização do sistema na associação; e) Aplicação do questionário (Anexo II) após a utilização do sistema; f) Análise e avaliação dos resultados obtidos.

É importante salientar que o indivíduo ou responsável por ele poderá detectar possíveis erros ou necessidades de melhoria da ferramenta o que irá realimentar o processo de análise e desenvolvimento da mesma.

VI. Características do Sistema

O sistema que está sendo desenvolvido, denominado VIRTUAL CHAIR, é um Ambiente Virtual com o uso de Realidade Virtual e técnicas de áudio 3D utilizando EEG, tem como objetivo oferecer ao cadeirante cego uma ferramenta interativa no treinamento de locomoção, dentro de Ambientes Virtuais.

Este trabalho propõe uma arquitetura distribuída em camadas, para permitir uma maior flexibilidade para implementação de novos recursos de forma independente, afim de favorecer uma melhor performance de interação entre o paciente e o Ambiente Virtual.



A arquitetura está dividida para integrar as tecnologias e definir os processos de cada dispositivo, a partir das camadas:

Camada de Hardware: Nesta abstração fica disponível todos os dispositivos como computador com sistema operacional Windows 10 para suportar o Neuroheadset Emotiv EPOC para aquisição dos sinais cerebrais (EEG) do paciente.

Emotiv API Integration: Encapsula a camada de hardware funcionalmente, para digitalização do sinal elétrico, por meio da implementação software embarcado para classificação do movimento, e será enviado a camada seguinte.

Interface do Usuário: Um Ambiente Virtual desenvolvido em Unity 3D com módulos de implementação para executar os movimentos capturados dentro do AV com recursos de áudio 3D, fornecendo o feedback adequado aos usuários.

O software será desenvolvido para um estudo de caso utilizando a arquitetura proposta para usuários que possuem deficiência motora e visual. O projeto consiste em um ambiente virtual que simule o paciente em uma cadeira de roda controlado por EEG, que pretende avaliar os seguintes itens:

- **Nível de Presença:** Por meio de monitoramento em tempo real das medias fisiológicas como: batimento cardíaco, condutância da pele e EEG.
- **Tarefa de Navegação no Ambiente Virtual:** Nesta avaliação, a preocupação é relativa à aos níveis de interface, controle e navegação no ambiente.
- **Condições de Imersão:** nessa avaliação a preocupação são os componentes e o alcance do nível de experiência ao usuário deficiente.

Seguindo essas as três premissas acima, utilizando 4 critérios:

- i. Interface
- ii. Níveis de Controle de Navegação
- iii. Feedback Info
- iv. Objetos de Hardware e Software

Os projetos avaliados mostram que as abordagens para o treinamento dos cadeirantes podem ser melhoradas, criando um espaço funcional e favorável ao indivíduo cadeirante (FIORE, 2013). Essas novas interfaces cérebro-computador têm sido desenvolvidas para criar novos canais de comunicação entre seres humanos e máquinas, por meio de processos mais naturais e adaptados as tarefas cotidianas. Trata-se um objetivo constante nas pesquisas especialmente na área da reabilitação (RATANASWASD *et al.*, 2005).

Sendo assim, um primeiro desafio é a necessidade de se construir um ambiente de treinamento que reproduza fielmente as dificuldades encontradas pelos cadeirantes em seu dia-a-dia, sem expor o paciente em treinamento a riscos do mundo real. É desejável ainda, que este ambiente de treinamento permita um certo grau de customização e adaptação às necessidades de cada paciente (CAETANO *et al.*, 2015).

Com estratégias de controle robusta e uma vasta gama de funcionalidades disponíveis, a adaptação dos usuários ao controle da cadeira não é trivial. Desta forma, uma fase de treinamento passa a ser parte essencial do processo global de reabilitação (CAETANO *et al.*, 2015).

Por meio das fundamentações e comparações realizadas entre cada técnica a ser aplicada e as limitações vivenciadas pelos usuários e pesquisadores, buscou desenvolver um protótipo com ambiente de treinamento, onde os usuários poderão treinar a locomoção por meio de ambiente virtual. A implementação de recursos auditivos também foi considerada, porque é um diferencial que tem sido pouco utilizado. Não por falta de soluções tecnológicas, mas, pela dificuldade em responder “onde”, “qual”, “quando” e “porque” utilizá-lo (HOUNSELL *et al.*, 2006).

O sistema proposto é um ambiente virtual de treinamento para cadeirante cego, utilizado em locomoção de cadeira de rodas integrado por meio de interfaces naturais EEG, suportado pelo equipamento Emotiv EPOC. O ambiente virtual é usado para estimular a movimentação utilizando os sinais EEG do indivíduo tratado pelo dispositivo de captura. Desta forma, executa os movimentos adaptados com as técnicas de Realidade Virtual para receber feedback dos elementos e suportar na orientação para navegabilidade. Adicionalmente, o emprego de técnicas de áudio 3D estimula as habilidades sensoriais enriquecendo a imersão, fornecendo instruções

e preparando para as movimentações com a cadeira de rodas no ambiente virtual. A locomoção ocorre de uma forma mais independente, com controles pré-definidos, por meio das expressões faciais. Isto define o envio de comandos para realização de ações, assim permitindo a exploração e navegação no ambiente.

Como as pessoas que possuem deficiências são severamente limitadas de suas habilidades e funções independentes em seus lares ou trabalho, tornando-se um grande desafio o design de um ambiente que seja totalmente acessível (NIELSEN, 2008). Em ambientes focados para pacientes com deficiências a grande meta é alcançar um ambiente onde facilite executar as atividades diárias fornecendo uma compensação das perdas de funções, sendo uma parte do processo de reabilitação (GITLIN, 1998). A Realidade Virtual atualmente é aplicada desde a construção e testes de acessibilidade de ambientes virtuais para pessoas com deficiências por meio da imersão.

Existem várias pesquisas sobre o design, navegação e avaliação sobre o uso da cadeira de rodas, mas não existe uma pesquisa de um ambiente virtual adaptado para pacientes cadeirantes com deficiência visual (RODRIGUEZ, 2015). Para tal adaptação é necessário investigar os requisitos necessários de construção do protótipo, conforme Grant (2004), as arquiteturas são derivadas em componentes principais como: Simulação Visual, Simulação Física e Controle (AYAS *et al.*, 2015).

A Simulação Visual consiste em fornecer um modelo simples ou complexo para ser adequado, fornecendo critérios e aplicando as técnicas necessárias ao protótipo. Um dos principais recursos deste item é a Interface Visual com a implementação do Áudio 3D. Mas são compostas de vários outros itens como: Realidade Virtual, manipulação, navegação, real senso de controle, estímulos, adaptabilidade e o Feedback (DING *et al.*, 2008) (PALMOM *et al.*, 2011).

Para reproduzir as experiências de navegação é necessário projetar todos os aspectos físicos, chamado de Simulação Física baseada na interação com o ambiente virtual, estendendo sua capacidade de acordo com os dispositivos de entrada, métodos de interação (interfaces físicas) e feedback ao usuário. São esses itens critérios primordiais para um AV de cadeirantes interagindo com o computador (NINISS, 2006). Já o Componente de Controle permite criar um link de comunicação entre Simulação Virtual com a Simulação Física, criando a estrutura de Controle do protótipo baseada inicialmente em conectores. Os requisitos são: área de aplicação, tipos de interface e os critérios de segurança. Muitos trabalhos vêm sendo desenvolvidos nesta área, portanto é apresentado as principais características dos ambientes virtuais para cada tipo de finalidade como: Deficiência Física, Deficiência Visual e o processo de Reabilitação.

VII. Riscos e Benefícios

O risco que a pesquisa oferece ao indivíduo de pesquisa é de ter a sua identidade revelada, sem a sua autorização. Contudo, de acordo com o proposto no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, em nenhum momento os colaboradores da pesquisa serão identificados. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Além disso, não terão nenhum gasto ou ganho financeiro por participar da pesquisa.

Esta pesquisa trará benefícios para facilitar a mobilidade e acessibilidade de pessoas que tenha deficiência física e visual através da tecnologia assistida.

VIII. Cronograma

Identificação da Etapa	Início	Término
Submissão do Projeto ao CEP	29/04/2017	29/06/2017
Desenvolvimento do Sistema	29/04/2017	01/07/2017
Apresentação da Proposta de Pesquisa e convite as Pessoas	01/06/2017	01/07/2017
Assinaturas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	02/06/2017	01/07/2017
Aplicação do Questionário Inicial	01/06/2017	01/07/2017
Utilização do sistema	20/06/2017	30/06/2017
Atualização e manutenção do sistema	01/07/2017	01/08/2017
Escrita da Tese	01/06/2017	01/08/2017

IX. Critérios Para Suspender Ou Encerrar, Com Respeito Ao Sujeito De Pesquisa

Caso não haja anuência por parte dos indivíduos ou responsáveis por eles, o que inviabilizaria a constituição de uma amostra, será possível rediscutir o delineamento do projeto, suspendê-lo ou mesmo encerrá-lo.

A pesquisa também poderá ser suspensa quando atingir os resultados suficientes para concluí-la.

X. Local de Realização das Etapas

As etapas de desenvolvimento do sistema, de levantamento bibliográfico, de atualização do sistema e escrita da tese serão realizadas na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) no laboratório de Computação Gráfica e Realidade Virtual e Aumentada da Faculdade de Engenharia Elétrica.

As demais etapas do projeto serão realizadas na Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD).

XI. Infra-Estrutura Necessária e Concordância da Instituição

As etapas de desenvolvimento do sistema, de levantamento bibliográfico, de atualização do sistema e escrita da tese serão realizadas na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) no laboratório de Computação Gráfica e Realidade Virtual e Aumentada da Faculdade de Engenharia Elétrica.

As demais etapas do projeto serão realizadas na Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD).

XII. Orçamento Financeiro e Detalhado e Remuneração do Pesquisador

Material	Tipo	Valores em Reais (R\$)
EMOTIV EPOC (SOFTWARE LICENCIADO)	CUSTEIO	R\$ 6.840,00
CADEIRA DE RODAS ADAPTADA	CUSTEIO	R\$ 1.850,00
TRANSPORTE	CUSTEIO	R\$ 250,00
PAPELARIA	CUSTEIO	R\$ 120,00
TOTAL		R\$ 9.060,00

XIII. Características da População

Os indivíduos da pesquisa serão pessoas ou crianças do sexo masculino e feminino que apresentam algum tipo de deficiência física da Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD). Além disso, serão convidados para participar da pesquisa os profissionais que trabalham com estas pessoas e os responsáveis pelos mesmos.

XIV. Número de Sujeitos na Pesquisa

Na instituição onde serão realizados os experimentos existem um total de duas pessoas que são cadeirantes cegas. Para que a pesquisa seja realizada é necessário que pelo menos 1 pessoa que possuem deficiência do tipo masculino e/ou feminino, considerando 50% de cada tipo, juntamente com os seus responsáveis participem da pesquisa, através de entrevista, avaliação do sistema e resposta aos questionários.

XV. Fontes De Material, Coleta Específica

As fontes de material a serem utilizadas na pesquisa serão os questionários aplicados e outras informações fornecidas pelos responsáveis ou pelos indivíduos participantes da pesquisa que podem fazer observações quanto ao uso do sistema (erros, necessidades de melhorias, facilidade de uso, etc.).

XVI. Planos de Recrutamento, Critérios de Inclusão e Exclusão

No primeiro momento, será realizado um encontro com os indivíduos e seus responsáveis em que será feito o convite de participação da pesquisa. Neste encontro será apresentada a importância da mesma, e, no segundo encontro, será feita uma leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, explicando sobre os critérios de inclusão e exclusão da pesquisa e, em seguida, serão recolhidas as assinaturas dos que se prontificarem a colaborar.

De acordo com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, as pessoas ficarão livres para desistir de participar a qualquer momento sem nenhum prejuízo.

Serão incluídas na pesquisa pessoas que apresentam deficiência física que fazem parte da instituição, e autorizem a sua participação, bem como os responsáveis por estas pessoas que desejam participar da pesquisa. Só serão excluídas da pesquisa as pessoas que não desejam mais participar.

XVII. Referências

ABBR, E. **Estudo sobre prevalência de portadores de deficiência físico-Motora**. Procedimentos ambulatoriais, setores de tratamento e fornecimento de órteses, próteses e meios de locomoção; Associação Brasileira Beneficente de Reabilitação. ABBR, 2011.

AGUIAR, V. **A Escola Pública e o Dilema da Falta de Acessibilidade**. Monografia de especialização lato-sensu; Pós-Graduação em Medicina.UFRJ 2014.

AL-HUDHUDA, G. **Using Brain Signal Patterns For Biometric Identity Verification System**. Computer In Human Behavior, v. 31. Pp 224-229. 2014.

AMIRALIAN, M; PINTO, E; GHIRARDI, M.; LICHTIG, I; MASINI, E; PASQUILIN, L **The Concept of disability**. Journal of Public Helth,. BRAZIL, 2000.

ANAGNOSTOPOULOS, J. **O processo de produção de bengalas para Cegos**. Trabalho de Conclusão de Curso, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. USP, São Paulo, 2006.

AYAS, M.; ALTAS, I. **A Virtual Laboratory for System Simulation and Control with Undergraduate Curriculum**. Jornal Computer Application in Engineering Education, 2015, p. 122 – 130.

BAGACINA, E.; BEDAÑO, J.; GOY, C.; OPPUS, C.; TANGNAN, G. **Peripheral Control Using EEG Signals and Facial Artifacts**. Departament of Electronic, Computer and Communications Enginnering, University Quezon City, Philippines, 2014.

BEAR. F. **Neurociências desvendando o sistema nervoso**. Porto alegre: Artmed, 2. ed., 2002.

BEGAULT, R. **3D Sound for Virtual Reality and Multimedia**. Academic Press, Cambridge, MA, 1994.

BERRETTA, L. **Ambientes Virtuais para Auxiliar o Desenvolvimento da Cognição Espacial em Cegos: Uma Abordagem Com Interação Natural**. Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, UFU, 2015.

BRASIL, C. **CARTILHA DO CENSO 2010 – Pessoas com Deficiência**. Luzia Maria Borges Oliveira. Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação Geral do Sistema de Informações sobre a pessoa com Deficiência; Brasília: SDH-PR/SNPD, 2012.

BREEN, A.; **Demonstration of Brain Computer Interface using the Emotiv EPOC**. Stanford University Department of Electrical Engineering Computer Systems Colloquium. 2008.

BRONZINO, D. **Bioelectronics and Instruments** in R. C. Dorf (ed). The Electrical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

CAETANO, D.; MATTIOLI, F. ; CARDOSO, A. ; LAMOUNIER, E.; BARBOSA, S. **O Uso de Realidade Aumentada em Treinamento de Cadeirantes por Telereabilitação. Tendências e Técnicas em Realidade Virtual e Aumentada**. Tendências e Técnicas em Realidade Virtual e Aumentada, v. 5, p. 102-120, 2015.

CARDOSO, A.; LAMOUNIER, E.; KIRNER, C.; KELNER, J. **Tecnologias e Ferramentas para o Desenvolvimento de Sistemas de Realidade Virtual e Aumentada**. Recife: Editora Universitária UFPE, 2007.

CARDOSO, A.; LAMOUNIER, E.; ZORZAL, E., NUNES, F. S. L.; MIRANDA NETO, M.; PROENÇA, A. **Realidade Virtual e Aumentada na Saúde e Reabilitação**. XXIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, CBEB 2014, Uberlândia-MG, 2014.

CARROLL, J.B. **Human cognitive abilities: a survey of factoranalytic studies**. New York: Cambridge University Press, 1993.

CONTRERAS, M.; VALENCIA, R. **A Criança com Deficiência Associadas**. In Bautista, R. (coord.), *Necessidades Educativas Especiais* (pp.378-389). 1º Edição. Lisboa, 1993.

COLGAN, A. **How Does the Leap Motion Controller Works? Leap Motion Blog**, 2014. Disponível em: <<http://blog.leapmotion.com/hardware-to-software-how-does-the-leap-motion-controller-work/>>. Acesso em: Dezembro 2014.

CORREA, A. **Realidade Aumentada Musical para Reabilitação: Estudo de Caso em Musicoterapia**. Tese de Doutorado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, USP, São Paulo, 2011.

COSTA, V. **Representações sociais da cadeira de rodas na lesão da medula espinhal: de equipamentos indispensável à expressão de autonomia**. Tese (Doutorado em Enfermagem) – Universidade de São Paulo – USP, Ribeirão Preto, 2009.

COSTA, R.; OLIVEIRA, V. **Um Estudo Sobre Interface Cérebro-Computador**. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UNB , Brasília, 2012.

DATASENADO, P. **Condições de Vida das Pessoas com Deficiência no Brasil – Pesquisa de Opinião Pública Nacional - Censo 2010**. Disponível: [https://www.senado.gov.br/senado/datasetenado/pdf/datasetenado/DataSenado-Pesquisa-Condicao de vida das pessoas com deficiencia no Brasil.pdf](https://www.senado.gov.br/senado/datasetenado/pdf/datasetenado/DataSenado-Pesquisa-Condicao%20de%20vida%20das%20pessoas%20com%20deficiencia%20no%20Brasil.pdf) , acessado em 25 Janeiro de 2014.

DING, D.; PARMANTO, B.; KARIMI, H. **Design Considerations for a Personalized Wheelchair Navigation System**. Proceedings of the 29th Annual International, France, 2007.

International Journal of Geriatric Psychiatry, SaP1D3.9, 2008.

DUDA, R., HART, P., STORK, D., **Pattern Classification**, WileyInterscience, 2000.

DUFFAU, H. **Brain plasticity and tumors. In: Advances and technical standards in neurosurgery**. Springer Vienna, 2008. p. 3-33.

EMOTIV, H. **Site Oficial NeuroHeadSet Emotiv**. Disponível em: <https://www.emotiv.com/>. Acessado em 16 de Abril de 2015.

FATTOUH, A.; HORN, O.; BOURHIS, G. **Emotional BCI control of a smart wheelchair**. Int. J. Comput. Sci. 10, 32–36, 2013.

FIEGENBAUM, J. **Acessibilidade no contexto escolar tornando a inclusão possível**. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização em Educação Especial e Processos Inclusivos; Pós-Graduação em Educação. UFRGS, 2009.

FIGLIOLIA, C.; TSUKIMOTO, G.; MOREIRA, M.; TAKAMI, M.; FERRAZ, S.; BARBOSA, S.; TUACEK, T.; RAMOS, T.; SILVA, W.; RUBIO, D.; BATTISTELLA, L.; BERNADO, W.; ANDRADA, N, IMAMURA, M. **Projeto Diretrizes – Lesão Medular: Reabilitação**. Associação Médica Brasileira, Brasil, 2012.

FIGLIORE, L.; COBEN, E.; MERRITT, S.; LIU, P.; INTERRANTE, V. **Toward Enabling More Effective Locomotion In VR Using A Wheelchair-Based Motion Platform**. Joint Virtual Reality Conference of EGVE – EuroVR 13., 2013.

GAZZANIGA, M. **Neurociência cognitiva: A Biologia da Mente**. Porto Alegre, Brasil, 2006.

GITLIN, L. **From Hospital to home: Individual variations in experience with assistive devices among older adults. In. Designing and Using Assistive Technology**. Baltimore: Paul H. Brookes, 1998. 117-135.

GORGATTI, M.G.; BÖHME, M.T.S. **Autenticidade científica de um teste de agilidade para indivíduos em cadeira de rodas**. Revista Paulista de Educação Física. São Paulo, n. 17, n. 1, p. 41-50, 2003.

GREVE, J.M.D. Reabilitação: conceito terapêutico. In: GREVE, J. M D. **Tratado de Medicina de Reabilitação**. São Paulo: Manole, p 8-9, 2007.

HOUNSELL, M.; SUZUKI, V.; KEMCZINSKI, A.; GASPARINI, I. **Uma Plataforma de Teste para o Projeto Auditivo de Ambientes Virtuais 3D com Propósitos Educacionais**. Brazilian Symposium On Computers In Education - SBIE, Brazil, 2006.

IICDH, O. **World Health Organization. International classification of impairments, disabilities, and handicaps: a manual of classification relating to the consequences of disease**. Geneva; 1993.

LIANZA, S.; KODA, L.C. **Avaliação clínica da incapacidade - Medicina de Reabilitação**. 3.ed. Guanabara, 2001.

LIAO, X.; YAO, D.; LI, C. **Transductive SVM for reducing the training effort in BCI**. Journal of Neural Engineering, vol. 4, 2007.

MACHADO, E. **Orientação e Mobilidade: Conhecimentos básicos para a inclusão do deficiente visual**. Brasília: [s.n.], 2003

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R.; CAMERON, J.; **Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields**. Informa Pharma Science, January 1995.

MANGUN, R. **Neurociência cognitiva: A Biologia da Mente**. Tradução Angelica Rosat Consiglio. 2º Edição, Editora Artmed, Porto Alegre, Brasil, 2006.

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, S. **Programa De Capacitação De Recursos Humanos Do Ensino Fundamental**. Disponível em: http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/def_multipla_1.pdf. Acessado em: 14 de maio em 2015.

NIELSEN, M. **HCI Beyond the GUI: Design for Haptic, Speech, Olfactory and Other Nontraditional Interfaces**. In. Morgan Kaufmann, 2008. Cap.3, p. 75-103.

NINISS, H; TAKENOBU, A. **Eletric Wheelchair Simulator For Rehabilitation Of Person With Motor Disability**. National Rehabilitation Center for Person with Disabilities, JAPAN 2009.

PALMA, M. **O desenvolvimento de habilidades motoras e o engajamento de crianças pré-escolares em diferentes contextos de jogo**. Tese (Doutorado em Estudos da Criança)-Instituto de Estudos da Criança, Universidade do Minho, Braga, 2010.

PALMON, O.; OXMAN, R.; SHAHAR, M.; WEISS, P. **Virtual Environments in Design and Evaluation**. Laboratory for Innovations in Rehabilitation Technology, Department of Occupational Therapy, University of Haifa, Israel, 2011.

PALVA, J.; **New vistas for -frequency band oscillations**. Trends in Neurosciences, 30(4):150 - 158, 2007.

PESSOTTI, I. **Deficiência mental: da superstição à ciência**. São Paulo: T. A . Queiroz / EDUSP, 1984.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.; SCHLOGL, A.; LUGGER, K.; **Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters**. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 6(3):316-325, 1998.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPWE, C.; GRAIMANN, B. **EEG-based Brain Computer Interface System**, 2006.

RATANASWASD, P.; DODD, W.; KAWAMURA, K.; NOELLE, D. **Modular behavior control for a cognitive robot**. In: Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Robotics. [S.l.: s.n.], 2005.

RIBEIRO, M. **Arquitetura para Distribuição de Ambientes Virtuais Multidisciplinares**. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU, Uberlândia, 2006. 176f.

RODRIGUEZ, N. **Development of a Wheelchair Simulator for Children With Multiple Disabilities**. Laboratoire de Informatique – Robotique et Microélectronique de Montoellier, 2015.

ROPPER, A.; BROWN, R. **Principles of Neurology. Eighth Edition**. McGraw-Hill, United States of America, 2005.

SALATIN, B.; GRINDLE, G.; WANG, H.; VAZQUEZ, J.; COOPER, R. **Design and development of the Personal Mobility and Manipulation Appliance**. Assist Technol. 2012;23(2):81–92.

SMITH, C. **Human Factors in Haptic Interfaces**. ACM, 2001

SILVA, L. **Aprendizagem e acessibilidade de aluno com deficiência física em escolas públicas**. Monografia de especialização lato-sensu; Pós-Graduação em Medicina. UFRJ 2014.

SOUZA, F. **O que é Reabilitação Cognitiva?**. Disponível em:

<http://www.psicologiamsn.com/2015/06/o-que-e-reabilitacao-cognitiva.html>. Acesso em: 05 de Maio 2016.

STAMPS, K.; HAMAM, Y. **Towards inexpensive BCI control for wheelchair navigation in the enabled environment - a hardware survey**. International Conference on Brain Informatics (BI'10). Toronto, Canadá: Springer-Verlag. p. 336-345. 2010.

TORI, R.; KIRNER, C.; SISCOOTTO, R. **Fundamentos e Tecnologia de Realidade Virtual e Aumentada**. Belém: VIII Symposium on Virtual Reality, 2006.

WARD, J. **The student's guide to cognitive neuroscience**. Psychology Press, 2010.

WEISS, A.; SHARIFI, S.; PLOTNIK, M.; VAN VUGT, J.; GILADI, N. HAUDORFF, M. **Toward automated at-home assessment of mobility**. 2004.

ZANGEROLAME, F. **Monitoramento analógico e digital de sinais elétricos cerebrais**.

Dissertação (64 fls.). Pós-Graduação em Tecnologia. Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca. CEFET/RJ. Rio de Janeiro. 2009.

Apêndice I

FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO DAS SESSÕES

Nome Paciente: _____

Nome Médico ou Fisioterapeuta: _____

A. Paciente

- i. Você usaria novamente o sistema?
- ii. Você se sentiu como se estivesse em um ambiente diferente?
- iii. As orientações foram claras, para você se locomover?
- iv. Você lembra o percurso que você fez?
- v. Você pensa que o sistema respondeu bem as suas expressões?
- vi. Cansa ou causa fadiga a utilização do sistema?
- vii. Se sentiu dentro do AV ou observando?
- viii. Você gostou da Cadeira de Rodas?
- ix. Você conseguiu controlar a cadeira de rodas?
- x. O que você melhoraria no sistema?

B. Médico ou Fisioterapeuta

- xi. Você usaria novamente o sistema?
- xii. Essa abordagem foi adequada do protótipo?
- xiii. As orientações foram claras, para você se locomover?
- xiv. O paciente melhorou os resultados que os métodos convencionais?
- xv. O que você melhoraria no sistema?